

1

Die Erfindung betrifft eine Anordnung zur selbsttätigen Einschaltung der Hochfrequenzspannung eines Hochfrequenzchirurgiegerätes. Bekannte derartige Vorrichtungen arbeiten in der Weise, daß bei Berührung des Operationsobjektes mit der (aktiven) Operations-  
elektrode über das Objekt ein Hilfsstromkreis geschlossen und damit das Steuerpotential einer Verstärkerröhre beeinflußt wird, die wiederum ein Relais zur Einschaltung des Hochfrequenzgenerators steuert. Bei den bekannten Einrichtungen ist der Hilfsstromkreis relativ niederohmig ausgelegt. Auf diese Weise kann jedoch ein für den Patienten unangenehmer Reizstrom entstehen.

Es ist bekannt, daß beim Schneidvorgang durch Funkenbildung an der Berührungsstelle zwischen der aktiven Elektrode und dem Patienten ein Gleichrichtereffekt auftritt. Bei geschlossenem Gleichstromkreis könnte die dadurch auftretende Gleichspannung zu faradischen Reizungen Anlaß geben. Um einen solchen Gleichstromweg über den Ausgangskreis des Gerätes zu vermeiden, ist der Hochfrequenzstromkreis bei allen Chirurgiegeräten durch einen Kondensator gleichstrommäßig unterbrochen. Neu ist in diesem Zusammenhang die Erkenntnis, daß die genannte Gleichspannung bei handelsüblichen Geräten 150 Volt und mehr betragen kann. Ist der Hilfsstromkreis der Schaltautomatik niederohmig ausgelegt, so kann diese Spannung einen relativ starken Reizstrom zur Folge haben, der dem Patienten unerwünschte Reizungen (Muskelzuckungen) verursacht.

Zur Vermeidung dieses Nachteils wird erfindungsgemäß vorgeschlagen, den Hilfskreis so auszulegen, daß der zwischen aktive und neutrale Elektrode geschaltete Gleichstromwiderstand mindestens 100 k $\Omega$  beträgt, vorzugsweise aber im Bereich mehrerer M $\Omega$  liegt. Die Erfindung nimmt daher bewußt den höheren schaltungstechnischen Aufwand in Kauf, den ein hochohmiger Steuerkreis erfordert, um die für den Patienten unangenehmen Folgeerscheinungen der selbsttätigen Einschalteneinrichtung zu vermeiden. Dabei ist darauf zu achten, daß der genannte Gleichstromwiderstand, wie bei einer bekannten Anordnung, durch die bei positivem Gitterpotential niederohmige Gitterkathoden-Strecke einer Schaltöhre wesentlich mitbestimmt sein kann.

An Hand der Figuren sollen Ausführungsbeispiele der Erfindung nachfolgend erläutert werden.

Gemäß Fig. 1 ist der Ausgang eines lediglich durch ein Schaltungssymbol angedeuteten Hochfrequenzgenerators 1 einseitig geerdet und kann mit seinem zweiten Pol über einen Schalter 2 mit der aktiven Elektrode 3 des Hochfrequenzchirurgieapparates verbunden werden. Die dem Behandlungsobjekt 4 anliegende neutrale Elektrode 5 ist ebenfalls geerdet. Ein

Selbsttätige Einschaltvorrichtung  
für Hochfrequenzchirurgiegeräte

Anmelder:

Siemens-Reiniger-Werke  
Aktiengesellschaft,  
Erlangen, Luitpoldstr. 45-47

Karl Hudek, Erlangen,  
ist als Erfinder genannt worden

2

Kondensator 6 dient zur gleichstrommäßigen Unterbrechung des Behandlungsstromkreises.

Zwischen aktiver Elektrode 3 und neutraler Elektrode 5 ist über eine Hochfrequenz-Sperrdrossel 7, eine Hilfsspannungsquelle 8 und zwei hochohmige Widerstände 9, 10 ein Gleichspannungsweg geschaffen, der sich zu einem Gleichstromkreis über das Behandlungsobjekt schließt, wenn dieses mit der aktiven Elektrode 3 berührt wird. Der dann einsetzende Steuerstrom erzeugt an dem Widerstand 10 einen Gleichspannungsabfall, der bei hinreichender Größe nach Verstärkung durch den Verstärker 11 ein Relais 12 einschaltet, dessen Arbeitskontakt 2 den Hochfrequenzstromkreis schließt.

Mit Einsetzen des Behandlungsstromes tritt durch einen Gleichrichtereffekt, der sich zwischen der aktiven Elektrode und dem behandelten Gewebe ausbildet, eine Gleichspannung am Patienten auf, die über den Hilfsstromkreis einen zusätzlichen Gleichstrom treibt. Die Erfindung beruht nun auf der Erkenntnis, daß die am Patienten auftretende Gleichspannung wesentlich höher ist als die Gleichspannung der Hilfsspannungsquelle 8, die im Beispielsfall 12 V beträgt. Bei Versuchen mit einem handelsüblichen Chirurgiegerät wurde am Patienten eine Gleichspannung von etwa 150 V gemessen. Für die Dimensionierung des Hilfskreises im Hinblick auf eine Berechnung des Gleichstromes im Hilfskreis muß daher in erster Linie diese Spannung, deren Existenz in dieser Größe bisher unbekannt war, zugrunde gelegt werden. Im Beispielsfall sind für die Widerstände 9 und 10 daher Werte von 10 und 1 M $\Omega$  vorgesehen.

Bei der angegebenen Dimensionierung ergibt sich eine Ansprechempfindlichkeit der Schaltautomatik, die durch einen bestimmten höchsten Patienten-Ersatzwiderstand ausgedrückt werden kann, d. h., die Auto-

matik schaltet stets dann ein, wenn der Berührungswiderstand unter dem der Empfindlichkeit entsprechenden maximalen Ersatzwiderstand liegt. Für bestimmte Anwendungsfälle oder aus Sicherheitsgründen kann es wünschenswert sein, die Ansprechempfindlichkeit herabzusetzen. Technisch kann diese Aufgabe entweder durch einen durch den Schalter 13 zum Widerstand 10 parallel geschalteten Widerstand 14 oder durch Herabsetzung der Spannung der Hilfsstromquelle 8 erfolgen.

Der Kondensator 15 bewirkt mit dem Widerstand 9, daß niederfrequente Wechselspannungen und Gleichstromstörimpulse, die an die aktive Elektrode gelangen könnten, keine für eine Einschaltung des Apparates hinreichende Spannung am Gitter der Eingangsröhre des Verstärkers 11 verursachen. Damit sich andererseits durch den Kondensator 15 nach dem Abheben der Elektrode 3 vom Objekt 4 keine durch die Zeitkonstante im Gitterkreis verursachte störende Einschaltverzögerung ergibt, werden die Verhältnisse zweckmäßig so gewählt, daß der Gitterstrom der Eingangsröhre des Verstärkers 11 bereits nach einer geringen Erhöhung der Gitterspannung einsetzt und dadurch eine höhere Aufladung des Kondensators 15 verhindert.

Die selbsttätige Einschaltvorrichtung kann als getrennte Baueinheit ausgeführt werden, um damit nachträglich Chirurgiegeräte ausrüsten zu können. Sie kann jedoch auch organisch in die Schaltung des Chirurgiegerätes eingefügt werden. In der Fig. 2 ist die Kombination einer getrennten Baueinheit mit einem Chirurgiegerät dargestellt. Von dem durch das gestrichelte Rechteck 20 angedeuteten Chirurgiegerät sind nur einige Bauteile angedeutet, wie die Generatorröhre 21, der Schwingkreis 22, 23, die Auskopplungsspule 24 und der Trennkondensator 25. Die Buchsen 26, 27 dienen zum Anschluß der aktiven Elektrode 3 und der neutralen Elektrode 5. An die Buchsen 30, 31 wird bei bekannten Geräten üblicherweise ein nicht dargestellter Fußschalter angeschlossen. Bei Betätigung des Fußschalters würden beide Buchsen 30, 31 kurzgeschlossen, und das Relais 32 erhielte Strom und schlosse seinen Arbeitskontakt 33 in der Anodenspannungsleitung der Generatorröhre 21. An Stelle des Fußschalters ist nun die selbsttätige Einschaltvorrichtung an die Buchsen 30, 31 angeschlossen, und zwar deren Schaltkontakt 34, der durch ein schematisch angedeutetes Transistorenrelais 35 betätigt wird. Die Elemente 7, 9, 10 und 15 stimmen mit den gleich-

bezeichneten Elementen in Fig. 1 überein. Die Sperrdrossel 7 ist innerhalb des Apparategehäuses 20 untergebracht. Die Verstärkerröhre 36 erhält ihre Anodenspannung aus einem schematisch angedeuteten Stromversorgungsgesetz 37, dessen Betriebsspannung die Heizspannungsquelle des Chirurgiegerätes liefert. Für ein möglichst verzögerungsfreies Einschalten erfolgt bereits bei einer Gitterspannung von 1,5 V der Gitterstromeinsetz. An dem Potentiometerwiderstand 38 kann die für den Hilfskreis wirksame Hilfsspannung und damit die Ansprechempfindlichkeit der Einschaltvorrichtung verändert werden. Mit Hilfe der Widerstände 39, 40 wird dem Gitter der Röhre 36 ein gegenüber der Kathode negatives Ruhepotential vermittelt. Zur Überprüfung der Schaltautomatik ist eine Prüftaste 42 vorgesehen, die im gedrückten Zustand eine Funktionskontrolle erlaubt. Dabei wird an Stelle des normalerweise über den Patienten geschlossenen Stromweges ein Prüfstromkreis über den vorgeschalteten Patientenersatzwiderstand 43 gebildet.

#### PATENTANSPRÜCHE:

1. Selbsttätige Einschaltvorrichtung für Hochfrequenzchirurgiegeräte mit einem zwischen aktiver und neutraler Elektrode bestehendem, eine Gleichspannungsquelle enthaltenden Gleichstromweg, dadurch gekennzeichnet, daß der Widerstand des Gleichstromweges mindestens 100 k $\Omega$ , vorzugsweise aber mehrere M $\Omega$  beträgt.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß ein Teil des Widerstandes im Gitterkreis einer Verstärkerröhre angeordnet ist und für diesen Gitterkreis durch einen Kondensator in Verbindung mit einem anderen Teil des Widerstandes des Gleichstromweges durch Spannungsteilerwirkung unerwünschte Wechselspannungen möglichst klein gehalten werden.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß für eine Funktionsprüfung unabhängig von der Handhabung der aktiven Elektrode wirkende Mittel zur Auslösung der Einschaltvorrichtung vorgesehen sind.

In Betracht gezogene Druckschriften:  
Patentschrift Nr. 7550 des Amtes für Erfindungs- und Patentwesen in der sowjetischen Besatzungszone Deutschlands;  
USA.-Patentschrift Nr. 2 827 056.

Hierzu 1 Blatt Zeichnungen

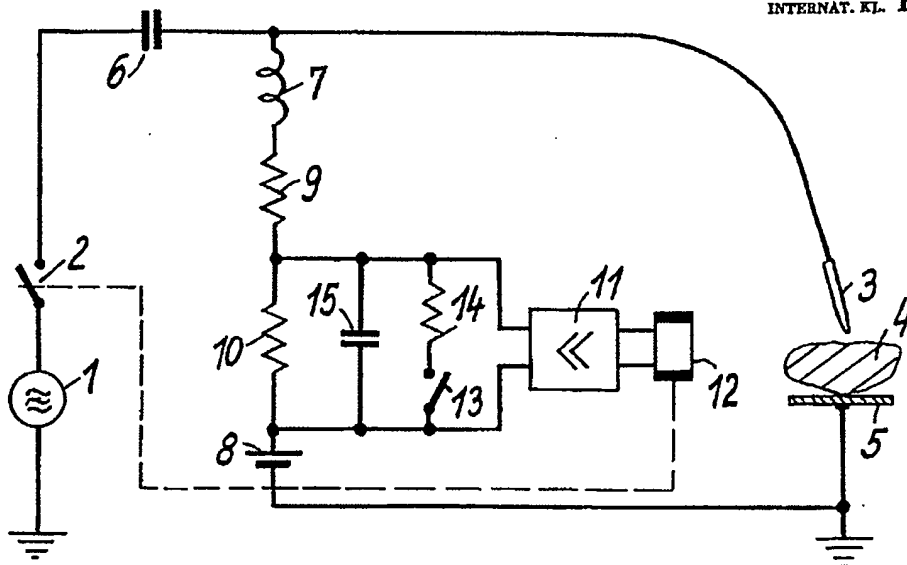


Fig. 1

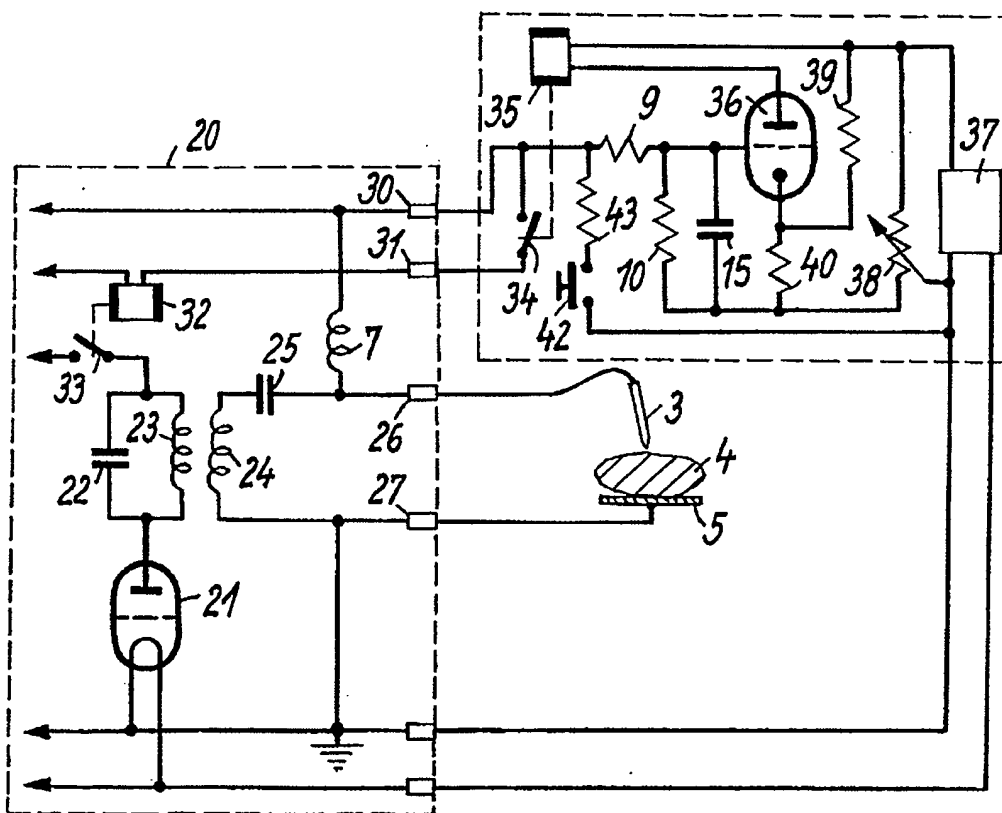


Fig. 2



FEDERAL REPUBLIC OF GERMANY

GERMAN



PATENT OFFICE

CLASS: 21 g 24/02

INTERNATIONAL CLASS: H 05 g

**Document laid open to public inspection 1 099 658**

**S 62831 VIIIc/21g**

APPLICATION DATE: APRIL 29, 1959

ANNOUNCEMENT  
OF APPLICATION  
AND ISSUANCE OF  
DOCUMENT LAID OPEN  
TO PUBLIC INSPECTION: FEBRUARY 16, 1961

Automatic [self-activated] power-on device for high-frequency surgical devices

---

Applicant:  
Siemens – Reiniger – Werke [Factories]  
Aktiengesellschaft (AG) [Stock Corporation],  
Luitpoldstr. 45-47, Erlangen, Germany

---

Karl Hudek, Erlangen, is named as the inventor.

---

The invention concerns an assembly for automatic power-on of the high-frequency (HF) voltage of a high-frequency surgical device. Such known devices operate in the manner that, when the patient is touched by the (active) operation electrode, an auxiliary current circuit is completed by the patient, and thereby the control potential of an amplifying tube is affected, which in turn controls a relay to switch on the high-frequency generator. In known devices, the auxiliary current circuit is configured to have relatively low resistance. In this manner, however, an irritating current to the patient may arise.

It is known that a rectifier effect may occur during a cutting process because of spark formation at the contact location between the active electrode and the patient. When the direct-current (DC) circuit is completed, the DC voltage thus arising may lead to capacitance irritation. In order to prevent such a DC path via the output circuit of the device, the high-frequency current circuit in all surgical devices is interrupted for DC by means of a capacitor. The new fact in this connection is the recognition that the above-mentioned DC voltage may be 150 Volts or more in conventional devices. If the auxiliary current circuit of the automatic switching device is configured to be of a low resistance, than this voltage may result in a relatively strong irritating current, which causes undesired irritation (muscular twitch) to the patient.

In order to prevent this disadvantage, it is proposed according to the invention to configure the auxiliary circuit such that the DC resistance imposed between active and neutral electrodes is at least 100 k $\Omega$ , and preferably in the realm of several M $\Omega$ . The invention therefore takes into account the

higher technical circuit expense that requires a high-resistance in order to prevent the resultant effects of the automatic power-switching device unpleasant to the patient. For this, one must ensure that the above-mentioned DC resistance, as in a known assembly, may be co-determined by means of the low-resistance grid-cathode path of a switching vacuum tube.

Embodiment examples of the invention will be explained in the following using the Figures.

According to Figure 1, the output of a high-frequency generator 1 represented merely by a circuit symbol is grounded on one side, and can with its second pole be connected with the active electrode 3 of the high-frequency surgical device via a switch 2. The neutral electrode 5 resting on the patient 4 is also grounded. A capacitor 6 serves for DC interruption of the treatment circuit.

A DC path is established between active electrode 3 and neutral electrode 5 via a high-frequency blocking choke 7, an auxiliary-voltage source 8, and two high-resistance resistors 9, 10 that complete a circuit via the patient when he/she is touched by the active electrode 3. The DC current then to be applied creates a voltage drop at the resistor 10 that switches a relay 12 via an amplifier 11 when the magnitude is sufficient whose operational contact 2 completes the high-frequency circuit.

Upon application of treatment current, DC voltage arises to the patient through the rectifier effect that is formed between the active electrode and the treated tissue that drives an additional DC current via the auxiliary current circuit. The invention now involves the recognition that the DC voltage arising to the patient is significantly higher than the DC voltage from the auxiliary-voltage source 8, which is 12V in the example. During experimentation with a conventional surgical device, a DC voltage of about 150V to the patient was measured. Dimensioning of the auxiliary circuit with respect to a calculation of the DC current within the auxiliary circuit must be primarily based on this voltage, whose existence at this magnitude was not yet known. In the case of the example, values of 10 and 1 M $\Omega$  were selected for resistors 9 and 10.

For the indicated dimensioning, the operating threshold sensitivity of the automatic circuit that may be expressed by a specific highest patient compensating resistance, i.e., the automatic circuit will always engage when the contact resistance is below the maximum compensating resistance corresponding to the sensitivity. It may be desirable for specific application cases, or for safety reasons, to reduce the operating threshold sensitivity. This may be performed technically either by a resistor 14 connected in parallel through the switch 13 to the resistor 10, or by reduction in voltage at the auxiliary current source 8.

The capacitor 15 interacts with the resistor 9 so that low-frequency alternating-current and DC interference impulses that might reach the active electrode do not cause adequate voltage at the grid of the input vacuum tube of the amplifier 11. So that no switch-on delay caused by the time-constant in the grid circuit occurs otherwise via the capacitor 15 after removal of the electrode 3 from the patient 4, the relationships are constructively selected such that the grid current of the input tube of the amplifier 11 after a slight increase in the grid voltage occurs, and thus prevents further charging of the capacitor 15.

The automatic power-on device may be implemented as a separate component in order to be able to retrofit surgical devices. It may also be included in the circuit of the surgical device. Figure 2 shows the combination of a separate component with a surgical device. Only a few components are shown of the surgical device indicated by the dashed rectangle 20 such as the generator tube 21, the oscillation circuit 22, 23, the decoupling inductor 24, and the separating capacitor 25. The sockets 26,

27 serve to connect the active electrode 3 and the neutral electrode 5. A foot switch (not shown) is usually connected to the sockets 30, 31 in conventional devices. Upon actuation of the foot switch, both sockets 30, 31 would be short-circuited, and the relay 32 would receive current and would close its operating contact 33 in the anode voltage line of the generator tube 21. Instead of the foot switch, the automatic power-on device is connected to the sockets 30, 31, and namely its switching contact 34 that is actuated by the transistor relay 35 shown schematically. The elements 7, 9, 10, and 15 coincide with the elements with the same reference indices from Figure 1. The blocking choke 7 is mounted within the apparatus housing 20. The amplifier tube 36 receives its anode voltage from a power supply 37 shown schematically whose operating voltage supplies the heating voltage source of the surgical device. The grid current set results at a grid voltage of 1.5V for power-up with minimal delay. The auxiliary voltage effective for the auxiliary circuit, and thus the operating threshold sensitivity of the power-up device, may be altered at the potentiometer resistance 38. A quiescent potential negative with respect to the cathode is transmitted to the grid of the tube 36 with the help of the resistors 39, 40.

A test pushbutton 42 that allows a function check when the button is pressed is provided to test the automatic circuit. Thus, a test current circuit is formed via the pre-switched patient replacement resistance 43 instead of the conventional current path via the patient.

#### Patent Claims:

1. Automatic power-on device for high-frequency surgical devices with a direct-current (DC) path containing a DC-voltage source and consisting of a path between active and neutral electrodes, **characterized in that** the resistance of the DC path is at least 100 k $\Omega$ , and preferably more than several M $\Omega$ .
2. Device as in Claim 1, characterized in that a portion of the resistance in the grid circuit is assigned to an amplifier tube, and that undesired alternating-current voltages be kept as small as possible for this grid circuit through a capacitor in connection with another portion of the DC current path by means of voltage-component interaction.
3. Device as in Claim 1 or 2, characterized in that effective means for a function check is provided independent of the operation of the active electrode to actuate the power-up device.

#### Documents taken into account:

Patent Document No. 7550 of the Office for Inventions and Patents in the Soviet Occupation Zone of Germany [former East Germany];

USA Patent Document No. 2 827 056.

To this, one page of Figures.

THIS PAGE BLANK (USPTO)